Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. Dr. E. Fröhlich

Über die Härte des Zahnschmelzes nach Kavitätenpräparation mit besonderer Berücksichtigung des Airotors

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
GERHARD KIMMERLE
aus Stuttgart

1962

7238

Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. Dr. E. Fröhlich

Über die Härte des Zahnschmelzes nach Kavitätenpräparation mit besonderer Berücksichtigung des Airotors

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
GERHARD KIMMERLE
aus Stuttgart

1962

Dekan: Professor Dr. K. Brecht

Referent : Dozent Dr. A. Kröncke

Korreferent : Professor Dr. Dr. E. Fröhlich

F o t o d r u c k · P R Ä Z I S
Tübingen

Meinen Eltern.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549608_0013

Inhaltsübersicht

I. Einleitung und Problemstellung 1

II. Versuchsmaterial und -Methodik 6

A. Material

1. Vorversuche 6

2. Härteprüfungen im kavitätennahen Schmelz nach Airotor-Präparation 6

3. Vergleichsuntersuchungen 7

B. Mikrohärtemessungen

Prinzip der Methode 7

Ausführung der Prüfung 10

C. Statistische Fehlerberechnung 11

III. Ergebnisse 14

IV. Diskussion der Ergebnisse 26

V. Zusammenfassung 29

VI. Schrifttum 31

I. Einleitung und Problemstellung

Die Technik für die Bearbeitung und künstliche Veränderung der Zahnhartsubstanzen zum Zwecke des Schutzes und der Erhaltung des Zahnes erlebte mit der Erfindung der Tretbohrmaschine durch MORRISON 1870 ihren ersten grossen Fortschritt (STRÖMGREN (22)). Die Naturwissenschaft und die wissenschaftliche Technologie veränderten das Aussehen und die Leistung der zahnärztlichen Bohrgeräte in den letzten Jahrzehnten entscheidend. So wurde die erste regulierbare elektrische Bohrmaschine, die Hofzahnarzt Schneider aus Erlangen 1890 konstruierte, ständig weiter vervollkommnet. Aus der Erkenntnis heraus, dass durch Drehzahlerhöhung die Bohr- und Schleifleistung vergrössert werden kann, wurden durch das Schnurrollengetriebe (Doriotgestänge) und die Einführung des sogenannten Schnellganges Umdrehungsgeschwindigkeiten bis zu 16 000 U/min. erzielt. Übersetzungshandstücke liessen eine Steigerung der Umlaufgeschwindigkeit bis 120 000 U/min. zu.

Seit der Dentalausstellung in München im August 1956 hat nun auch das "höchsttourige Bohren und Schleifen" mit luftgetriebenen Geräten (Turbinen) in Deutschland Fuss gefasst. Das nach Angaben des Amerikaners Dr. Borden hergestellte Turbinengerät versetzt kleine Bohrer und Schleifer in eine Umlaufgeschwindigkeit bis zu 300 000 U/min. Es wird in Deutschland von der Firma Kaltenbach und Voigt unter amerikanischer Lizenz gebaut.

"Die Entwicklung der letztgenannten Übersetzungen und Turbinen geschah wohl einerseits, um mechanische Schmerzursachen herabzusetzen, die sich aus dem Druck, der Vibration des Zahnes und der bei der Bearbeitung der Zahnhartsubstanzen entstehenden Temperatur ergaben und ande-

rerseits, um die Bohr- und Schleifleistungen zu erhöhen" (EICHNER (4)).

Es ist nun Aufgabe der wissenschaftlichen Zahnheilkunde, die Grundlagen des neuen, auf den Zahnarzt zukommenden Gebietes zu erarbeiten, da die Erfahrungen aus der Praxis allein nur einen Teil der zur Beurteilung erforderlichen Kenntnisse vermitteln können.

Erst in den letzten drei Jahren wurden Untersuchungen über das hoch- und höchsttourige Bohren und Schleifen angestellt. Vor allem an der Berliner Klinik für Zahn-Mund- und Kieferheilkunde bemühte man sich, die differierenden klinischen Erfahrungen wissenschaftlich zu ergänzen und zu untermauern. ADLER (1), STROH (23), GÄRTNER (6), BOHLMANN (3), und LINKE (11) befassten sich mit technischen Fragen wie z.B. mit dem Einfluss von Vorschubkraft und Drehzahl, der Schleifleistung zahnärztlicher Diamanten, der Bedeutung der Bohrer- und Schleiferform und mit dem Schneidewinkel in ihrer unterschiedlichen Wirkung auf Schmelz und Dentin.

Bei den Bohrern sollte infolge der unterschiedlichen Härte für Dentin und Schmelz ein jeweils anderer Schneidewinkel gefordert werden. Mit dem Diamanten arbeitet man im Schmelz weicher, indessen Hartmetallbohrer eine grössere Hubleistung im Dentin vollbringen. WEDER (25), KLOS u. ROTTKE (9), HOFMANN (8) und MAEGLIN (12) stellten fest, dass die höchsttourige Kavitätenpräparation unter bestimmten Voraussetzungen bei Nichtbeachtung wichtiger Grundsätze (Sprayanwendung) zu thermischen Insulten der Pulpa führen kann.

Einige Arbeiten in der zahnärztlichen Literatur befassen sich mit der durch Fräs- und Schleifwerkzeuge erzeugten Oberflächengestalt von Zahnhartsubstanzen (ADOLPH (2), FEZER u. SCHRAY (5), ONTRUP (14, 15), PANTKE (16), PEYTON u. MORTELL (17), STEPHAN (20), STREET (21)).

ADOLPH (2) fand bei seinen makroskopischen Untersuchungen an gefrästen und beschliffenen Schmelz- und Dentinoberflächen, dass die bearbeiteten Kavitätenwände bei höchsten Umdrehungszahlen je nach Art und Form des angewandten Instruments mehr oder minder abdruckbehindernde Rauhigkeiten aufwiesen. "Hartmetallfräsen mit Querhieb hinterliessen dabei ein diesem Querhieb entsprechendes streifenförmiges Relief. Querhieblose Fissurenbohrer erzielten dagegen eine völlig glatte Schmelz- und Dentinoberfläche."

ADOLPH (2) empfiehlt aus biologischen und abdrucktechnischen Gründen, höchsttourig präparierte Kavitäten vor der Abdrucknahme zur Herstellung von Gussfüllungen noch einmal mit niedertourigen Schleifinstrumenten feucht nachzuarbeiten. Auch FEZER und SCHRAY (5) zeigte sich der Fissurenbohrer ohne Querhieb bei ihren Untersuchungen als das "ideale Instrument" für den Airotor. PANTKE's (16) und auch STREET's (21) Untersuchungen ergaben, dass sich die gebrauchten Instrumente nach den beim Glätten der Dentin- und Schmelzoberfläche sowie der Schmelzränder erzielten Ergebnisse folgendermassen einstufen lassen:

1) Papierscheiben
2) Finierer
3) Fissurenbohrer
4) Schmelzmesser
5) Karborundumsteinchen
6) Horicoscheiben
7) Diamantsteinchen
8) Diamantscheiben

PANTKE (16) bediente sich der Replica-Technik, während STREET (21) mit Lampenruss und Alkohol arbeitete. PEYTON u. MORTELL (17) prüften die Oberflächen mittels Metalltouchierungen und reflektiertem Licht.

ONTRUP (14) fordert das Abtragen und Glätten der durch

das Fräsen und Schleifen entstandenen Profilkämme mit Karborundum-Schleifspitzen, Sandpapierscheiben und Finierern.

Aus dieser Aufzählung geht hervor, dass von allen Untersuchern an die Oberflächengestalt der Kavitätenränder ein und dieselbe Forderung gestellt wird:

Bei allen Präparationen müssen die Schmelzränder geglättet werden, um eine optimale Adaptation des Füllungs- oder Kronenrandes zu ermöglichen. Der genaue Randschluss ist bekanntlich von ausschlaggebender Bedeutung!

Problemstellung:

Mit hohen und höchsten Drehzahlen der als Fräsen wirkenden Bohrer ist zunächst hypothetisch die Möglichkeit einer Gefügeauflockerung in den kavitätennahen Schmelzbezirken gegeben. Klinische Beobachtungen zeigen besonders bei Lupenbetrachtung des mit dem Airotor präparierten Kavitätenrandes oft einen gezackten Randverlauf (KRÖNCKE, nach pers. Mitt.). Als Erklärungsversuch liegt nahe, dass einzelne Schmelzteilchen oder -prismen regelrecht herausgesprengt wurden. Wenn dies so ist, muss auch mit einer Auflockerung des Schmelzgefüges durch Mikrotraumen gerechnet werden.

Die vorliegenden Untersuchungen sollen deshalb einen weiteren Beitrag zur Klärung der Frage der Randgestaltung von Kavitäten liefern. Sie befassen sich mit der Ermittlung der Strukturveränderungen des kavitätennahen Schmelzes nach Bearbeitung mit hoch- und höchsttourigen Bohrern und Schleifern. Es soll festgestellt werden, ob

bei der höchsttourigen Kavitätenpräparation die Gefahr einer Brüchigkeit der Schmelzränder und damit gesteigerte Sekundärkariesanfälligkeit droht.

Zur experimentellen Prüfung dieser Problemstellung wurden Mikrohärtemessungen durchgeführt.

II. Versuchsmaterial und -Methodik

A. Material

1. Vorversuche

Bei 14 frisch extrahierten Zähnen wurde die normale Härte der Zahngewebe (Schmelz und Dentin) getestet.

Es handelte sich dabei um:

a) kariesfreie Zähne, die auf Grund paradontaler Erkrankungen entfernt werden mussten

b) kariöse Zähne

c) gefüllte und teilweise wurzelbehandelte Zähne

d) Zähne, die operativ entfernt wurden und noch nicht in die Mundhöhle durchgebrochen waren

e) Milchzähne nach physiologischer Resorption ihrer Wurzeln.

Die Zähne wurden von Zahnstein und Konkrementen befreit und bis zum Testversuch in 70-prozentigem Alkohol aufbewahrt.

2. Härteprüfungen im kavitätennahen Schmelz nach Airotor-Präparation

Als Untersuchungsmaterial wurden 8 frisch extrahierte menschliche Frontzähne, Prämolaren und Molaren verwendet. Sie verfielen aus kieferorthopädischen Gründen und teils infolge paradontaler Erkrankungen der Zange.

Die Zähne wurden vor der Extraktion auf der facialen bzw. buccalen Seite mit einer Fräse (Fissurenbohrer) im Kavo-Borden-Airotor ähnlich einer cervicalen Zahnkaries präpariert. Zur Fixation für den anschliessenden Schleifvorgang haben wir die Zähne in kalthärtenden Kunststoff (Paladur) eingebettet.

3. Vergleichsuntersuchungen

Hier wurden 6 Zähne zum Vergleich mit Steinchen und Fissurenbohrer mit konventionellen Drehzahlen (3 000 - 6 000 U/min.) präpariert. Sie waren nach ihrer Extraktion in einer Chlorphenol-Kampfermenthol-Phenol-Lösung aufbewahrt worden. Präparations- und Fixationsweise waren dieselben wie oben (2.) .

B. Mikrohärtemessungen

Prinzip der Methode

Für unsere Versuche kam ein uns als besonders geeignet erscheinendes Messverfahren der Mikrohärteprüfung

zur Anwendung: die Vickershärteprüfung. Sie stammt aus England und ist von SMITH und SANDERLAND um das Jahr 1925 entwickelt worden. Seit 1934 wird dieses Verfahren in der Industrie angewendet.

Die Vickershärtemessung hat mit der Brinellprüfung sehr viel Ähnlichkeit, bietet gegenüber dieser aber auf Grund der Form des Prüfdiamanten die Möglichkeit, auch an einer sehr dünnen Schicht noch messbare Eindrücke herzustellen. Diese sind so klein, dass sie lediglich die Schicht berühren, dennoch gross genug, um eine ausreichende Ausmessung der Grösse des Eindruckes zu gewährleisten (REICHERT (18), MOTT (13)).

Als Prüfkörper wird ein in Pyramidenform geschliffener Diamant benutzt. Diese Diamantpyramide ist von regelmässig vierseitigem Bau mit einem Spitzenwinkel von 136 Grad. "Die vierseitige Pyramidenform bringt mit sich, dass beim Vickersverfahren die Last so stark verringert werden kann (bei Eindrücken, die nur wenige µ gross sind, beispielsweise bei äusserst dünnen Schichten), dass hierbei immer noch ein Eindruck entsteht, der der Last proportional ist " (KRELL (10)). So kann denn auch die aufzuwendende Last immer dem zu prüfenden Werkstoff angeglichen werden. Zudem umfasst ein Diamant alle Härtegrade.

Die Vickerspyramide erzeugt einen quadratischen Eindruck. Aus der mittleren Länge der bei weichen (z.B. Dentin) wie bei harten Proben (z.B. Schmelz) gut messbaren Diagonalen wird die Eindruckoberfläche berechnet.

Die Vickershärte oder Pyramidenhärte HV eines Werkstoffes ist das Verhältnis der aufgewendeten Belastung zu der Oberfläche des bleibenden Eindrucks einer vierseitigen Diamantpyramide von bestimmter Form.

Oberfläche O (in qmm) des Eindrucks wird wie folgt berechnet:

$$O = \frac{d^2}{2 \cdot \cos 22^\circ} = \frac{d^2}{1{,}8544}$$

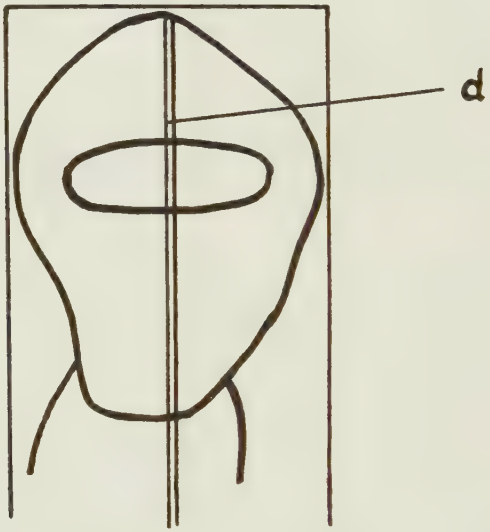
Die Vickerhärte ist:

$$HV = \frac{P}{O} = \frac{P \cdot 1{,}8544}{d^2}$$

Sie wird in kg/qmm angegeben.

Ausführung der Prüfung

Die quaderförmigen Kunststoffkörper mit dem darin eingebetteten Zahn werden mit einer Zahnschliffmaschine (Modell Köhler/Mainz) längs geschliffen.



Die Schliffdicke d betrug bei den Vorversuchen 1 mm, später 200 µ.

Anschliessend wurden die Schliffe mit Bimsmehl und Schlämmkreide auf der aufgerauhten Fläche einer Glasplatte poliert. Kleinere Belastungen erfordern eine umso grössere Sorgfalt beim Vorbereiten der Prüfstelle.

Die Schliffe fixierten wir mit Stents mittels einer selbstangefertigten Leere parallel zur Oberfläche einer Glasplatte (SEEGER (19)).

Nun wird der Vickersdiamant senkrecht auf die Oberfläche des Prüfstückes gebracht. Die Belastung ist dann

15 sec. stoss- und schwingungsfrei auf ihrem Höchstwert zu belassen.

Die Entfernung der Mitte zweier benachbarter Eindrükke oder der Mitte eines Eindrucks vom Rand der Probe soll wegen der Verfestigung des umliegenden Werkstoffes bzw. der Ausbeulung mindestens das Doppelte der Diagnoalen betragen.

Als Belastung wählten wir aus praktischen Gründen 100 g.

Für unsere Vickershärteprüfungen stand uns das Prüfgerät "Durimet" (Kleinlasthärteprüfer) von der Fa. Leitz, Wetzlar, zur Verfügung.

Leitz hat zur Errechnung der Härtewerte Tabellen in der Art einer Logarithmentafel herausgegeben. Aus ihnen kann die Vickershärte in Abhängigkeit von der Länge der Eindrucksdiagonalen für die Belastung des Vickersdiamanten von 15 g bis 500 g in den Grenzen von etwa 20 bis 1 300 Vickerseinheiten abgelesen werden.

C. Statistische Fehlerberechnung

Nach E.WEBER (24) kann unser Untersuchungsmaterial als Stichprobe aus einer Grundgesamtheit gleichartiger Prüfungen so aufgefasst werden, dass sich das arithmetische Mittel der Stichprobe bei grösser werdender Zahl der Einzelwerte ständig dem arithmetischen Mittelwert der Grundgesamtheit annähert. Dabei gibt die Standardabweichung des Mittelwertes die Grenzen an, innerhalb derer

das arithmetische Mittel der Grundgesamtheit zu suchen wäre.

Symbole in Anlehnung an LINDER, GRAF und HENNING:

N = Umfang der Stichprobe, Zahl der Einzelwerte

n = Freiheitsgrad ($=N-1$)

x_i = Einzelwert (x_1, x_2, x_3 ...usf.)

$\bar{x}$ = arithmetischer Mittelwert

s = Streuung in der Stichprobe

$s_{\bar{x}}$ = Streuung des Mittelwertes (Standardabweichung des Mittelwertes)

Formel zur Errechnung der Standardabweichung des Mittelwertes:

$$s_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{\Sigma x_i^2 - \bar{x} \cdot \Sigma x_i}{N (N - 1)}}$$

Beurteilung der Differenz zwischen zwei Stichprobenmittel: t-Test

Wir unterteilten die Messbereiche a - f nach dem Abstand

vom Kavitätenrand:

a = 50 – 100 µ	c = 200 – 300 µ	e = 400 – 500 µ
b = 100 – 200 µ	d = 300 – 400 µ	f = ab 500 µ

Auf ihre Unterschiede geprüft wurden die Differenzen

a / b , a / c , a / d , a / e , a / f .

Der t-Wert wurde berechnet nach:

$$t = \frac{\bar{x}_a - \bar{x}_b}{\sqrt{\frac{(\Sigma x_i^2 - \bar{x} \cdot \Sigma x_i)a + (\Sigma x_i^2 - \bar{x} \cdot \Sigma x_i)b}{N_a + N_b - 2}}} \cdot \sqrt{\frac{N_a \cdot N_b}{N_a + N_b}}$$

Der errechnete t-Wert wurde mit den aus Tabellen (E.WEBER, 1956) ersichtlichen Werten zur Abschätzung der Irrtumswahrscheinlichkeit P verglichen.

III. Ergebnisse

1. In den folgenden Tabellen sind die im Rahmen von orientierenden Vorversuchen gemessenen Vickershärtewerte (HV) für Schmelz und Dentin menschlicher Zähne aufgeführt:

Tab. 1 : für Schmelz

Fall Nr.	Zahn	N	Durchschn. Werte HV	$s_{\bar{x}}$
1	+6	30	249,25	5,24
2	8+	25	254,18	3,51
3	+6	30	248,66	4,74
4	–8	30	261,00	3,42
5	8+	26	224,73	1,45
6	III+	30	227,88	0,74
7	6–	26	229,84	1,88
8	–8	30	296,35	6,25
9	1+	13	292,19	4,20
10	1+	30	314,63	3,05
11	1+	24	327,22	3,70
12	+6	25	309,72	4,95
13	5–	15	280,46	9,28
14	5–	26	348,92	6,19

Tab.2 : für Dentin

Fall Nr.	Zahn	N	Durchschn. Werte HV	$s_{\bar{x}}$
1	+6	20	62,63	1,56
2	8+	20	61,40	1,61
3	+6	20	69,54	1,09
4	-8	20	66,91	0,97
5	8+	20	56,76	0,92
6	III+	20	53,15	1,94
7	6-	15	55,75	1,67
8	-8	20	63,60	0,83
9	1+	30	52,76	1,70
10	1+	15	52,98	1,04
11	1+	6	69,25	1,75
12	+6	19	67,30	0,74
13	5-	15	64,22	1,32
14	5-	34	76,93	0,54

Durchschnittliche Härtewerte

für Schmelz bei 360 Messungen : HV = 274,39
für Dentin bei 254 Messungen : HV = 67,59

Aus den Tabellen ist zu entnehmen:

1. Bei den menschlichen Zähnen besteht eine durchschnittliche Härtedifferenz Schmelz/Dentin von 4 : 1 .

2. Aus den hier nicht aufgeführten Einzelwerten geht hervor, dass die Härte im Schmelz menschlicher Zähne regelmässig von cervical nach coronal ansteigt.

3. An der Übergangszone Schmelz-Dentin waren die Härteeindrücke von grösserer Oberflächengestalt. Letzteres unterstreicht die Beobachtungen von KRELL (10), der diese Erscheinung mit einer Anreicherung der interprismatischen Substanz in diesem Bereich in Zusammenhang bringt.

Bei Versuchen, die zur gleichen Zeit an dem Tübinger Zahnärztlichen Institut durchgeführt wurden (SEEGER (19)), ergab sich für die Härte des Dentins von Rattenzähnen der der Durchschnittswert HV = 57 kg/qmm. Die Härte des menschlichen Dentins ist somit grösser als die des Dentins in Rattenzähnen.

2. Die Ergebnisse der Härteprüfungen im kavitätennahen Schmelz nach Airotor-Präparation :

Die kavitätennahen Schmelzbezirke weisen deutliche Härteunterschiede gegenüber den entfernter gelegenen Gebieten auf.

Von den 15 untersuchten Kavitätenrändern nach Airotor-Präparation zeigten 11 eine Angleichung an die normale Schmelzhärte bei etwa 550 µ Abstand vom Kavitätenrand.

4 Kavitätenränder wiesen noch zwischen 400 und 500 µ Kavitätenabstand einen erheblichen Härteanstieg auf.

Die durchschnittliche Härtedifferenz zwischen 50 µ und 550 µ von der Kavitätenwand aus gemessen beträgt: 51 kg/qmm (siehe Tabelle 3).

Die Abb.1 zeigt in einem Beispiel den typischen Härteanstieg vom Kavitätenrand aus bis zu den normalen Werten des intakten Schmelzes.

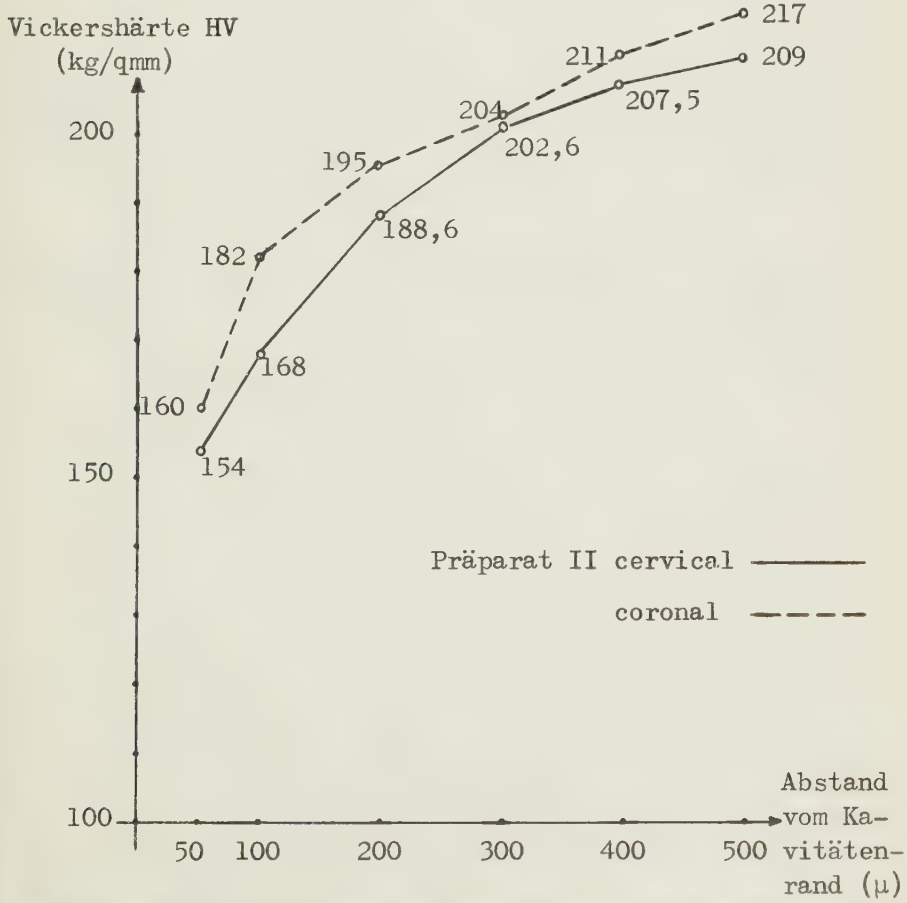


Abb.1: Änderung der Härte im kavitätennahen Schmelz nach Airotorpräparation.

3. Auch bei allen 8 untersuchten Vergleichskavitätenrändern, die mit konventionellen Drehzahlen präpariert worden waren, trat ein ähnlicher Härteabfall zur Kavitätenwand hin in Erscheinung. Dieser reichte bei 4 Präparaten jedoch nur bis zu einer Tiefe von etwa 300 µ, bei den übrigen bis zu 400 µ. Auch die Härtedifferenz der jeweils normalen Schmelzbezirke zu den im Abstand von 50 µ gemessenen war mit 28,9 kg/qmm deutlich geringer als bei den Kavitätenrändern nach Airotorpräparation.

   Aus diesen Ergebnissen ist zu ersehen, dass bei der Airotor-Präparationsmethode das Gefüge der kavitätennahen Schmelzbezirke fast doppelt so tief aufgelockert wird im Vergleich zu den Präparationen mit 3 000 - 6 000 U/min.

Obige Ergebnisse, statistisch berechnet, ergaben folgende Mittelwerte ($\bar{x}$) :

Tabelle 3 : Airotor-Kavitäten

Untersuchtes Material		Abstand des Messbereichs vom Kavitätenrand																	
		50 – 100 µ (a)			100 – 200 µ (b)			200 – 300 µ (c)			300 – 400 µ (d)			400 – 500 µ (e)			ab 500 µ (f)		
		$\bar{x}$	$s_{\bar{x}}$	N	$\bar{x}$	$s_{\bar{x}}$	N	$\bar{x}$	$s_{\bar{x}}$	N	$\bar{x}$	$s_{\bar{x}}$	N	$\bar{x}$	$s_{\bar{x}}$	N	$\bar{x}$	$s_{\bar{x}}$	N
Präp. Ia	coronal	171,5	±1,06	13	181,3	±2,9	13	194,5	±6,6	4	206		2	210		3	208		2
Präp. Ib	coronal	185,2	±1,3	5	186	±1	8	198		2	196		2	204		2	202	±1,05	4
Präp. II	coronal	160	±3,46	13	182	±3,7	17	195	±3,16	11	204	±3,46	9	211	±3,16	10	217	±3,7	5
	cervical	154	±2,8	10	168	±1,4	17	188,6	±1,37	8	202,6	±2,7	5	207,5	±1,58	2	209	±2,2	14
Präp. IIIa	coronal	167,3	±2,4	7	178	±2,1	12	190,5	±1,89	7	198,8	±1,89	8	203,6	±1,7	6	205,2	±1,3	5
	cervical	161	±0,4	4	163,5	±1,18	4	177,9	±1,4	10	183,2	±2,3	4	190	±4,2	4	204	±1,5	11
Präp. IIIb	coronal	161,1	±1,2	7	166	±4,5	3	177,4	±2,68	5	191		1	192,5	±1,3	6	196,4	±1,5	5
	cervical	165,7	±2,2	10	175,4	±3,8	7	188,5	±3,3	7	198,5	±1,7	8	202,2	±1,7	4	205,2	±1,3	5
Präp. IV	coronal	159,1	±4,2	7				190,8	±0,09	5	206,6	±2,09	5	212,3	±3,4	6	220,3	±2,6	3
	cervical	145,5	±5,09	10	168,2	±1,6	5				183,8	±4,7	5	195,6	±3,8	5	210,4	±2,5	5
Präparat V		138	±4,24	7	177,1	±4,79	10	214,5		2	231		3	232		1	240		3
Präparat VI		138		2	152,2	±5,19	4	159		2	171,5		2	185,5		2	199		2
Präparat VII		173	±2,2	5	189	±5,8	5	201	±6,4	5	201	±5,1	5	210	±4,5	4	215	±4,6	5
Präp. VIII	coronal	158	±3,3	12	174	±1,2	8	184	±2,4	7	196	±2,09	7	203	±8,06	3	205	±10,05	3
	cervical	150	±5,3	7	169	±3,6	7	174	±6,4	4	199	±3,7	5	203,5	±3,5	2	215	±1,5	3

Tabelle 4 : Vergleichskavitäten nach konventioneller Präparation

Untersuchtes Material		Abstand des Messbereichs vom Kavitätenrand																	
		50 – 100 µ (a)			100 – 200 µ (b)			200 – 300 µ (c)			300 – 400 µ (d)			400 – 500 µ (e)			ab 500 µ (f)		
		$\bar{x}$	$s_{\bar{x}}$	N	$\bar{x}$	$s_{\bar{x}}$	N	$\bar{x}$	$s_{\bar{x}}$	N	$\bar{x}$	$s_{\bar{x}}$	N	$\bar{x}$	$s_{\bar{x}}$	N	$\bar{x}$	$s_{\bar{x}}$	N
Präparat 1		212		1	235		2	236		2	261		2	294		2	291	±10,24	5
Präp. 2	coronal	207,7	±3,2	7	214,7	±4,58	4	237,3	±9,2	3	244		2	258		1	239	± 4,1	3
	cervical	200	±1,04	5	216		2	223,2	±1,9	4	224		2						
Präp. 3	coronal	238,4	±0,94	5	249,5	±2,68	6	267		2	263		1	269		1			
Präp. 4	coronal	237,3	±2	8	245		2	253		1	258		2	268		2	267,2	± 3,1	4
Präp. 5	coronal	196,1	±2,2	7	217,2	±2,9	8	220,6	±4,5	6	231,5		2	232,5		2	230		1
	cervical	191,5	±1,9	4	200,8	±1,9	6	218		2				219		1	216		1
Präparat 6		191,1	±3,5	8	186,5	±2,4	8	194,8	±4,9	6	208,8	±2,2	6	214,3	±2,1	3	218,8	± 1,5	6

Anmerkung : Bei Härtedurchschnittswerten, deren Zahl der Einzelmessungen $N < 3$ ist, wurde keine Mittelwertsberechnung ausgeführt.

Nachfolgende Abb. 2 veranschaulicht in einem Beispiel den Härteabfall in kavitätennahen Schmelzbezirken nach Airotor-Präparation. Sie zeigt gleichzeitig die Beziehungen unter den einzelnen Messbereichen auf. So unterscheiden sich einmal die Bereiche b und c und andererseits die Bezirke d und e nicht deutlich voneinander, da die Standardabweichungen ($s_{\bar{x}}$) ihrer Mittelwerte ($\bar{x}$) sich teilweise überdecken. Der Härteanstieg von a nach f ist dagegen deutlich zu erkennen.

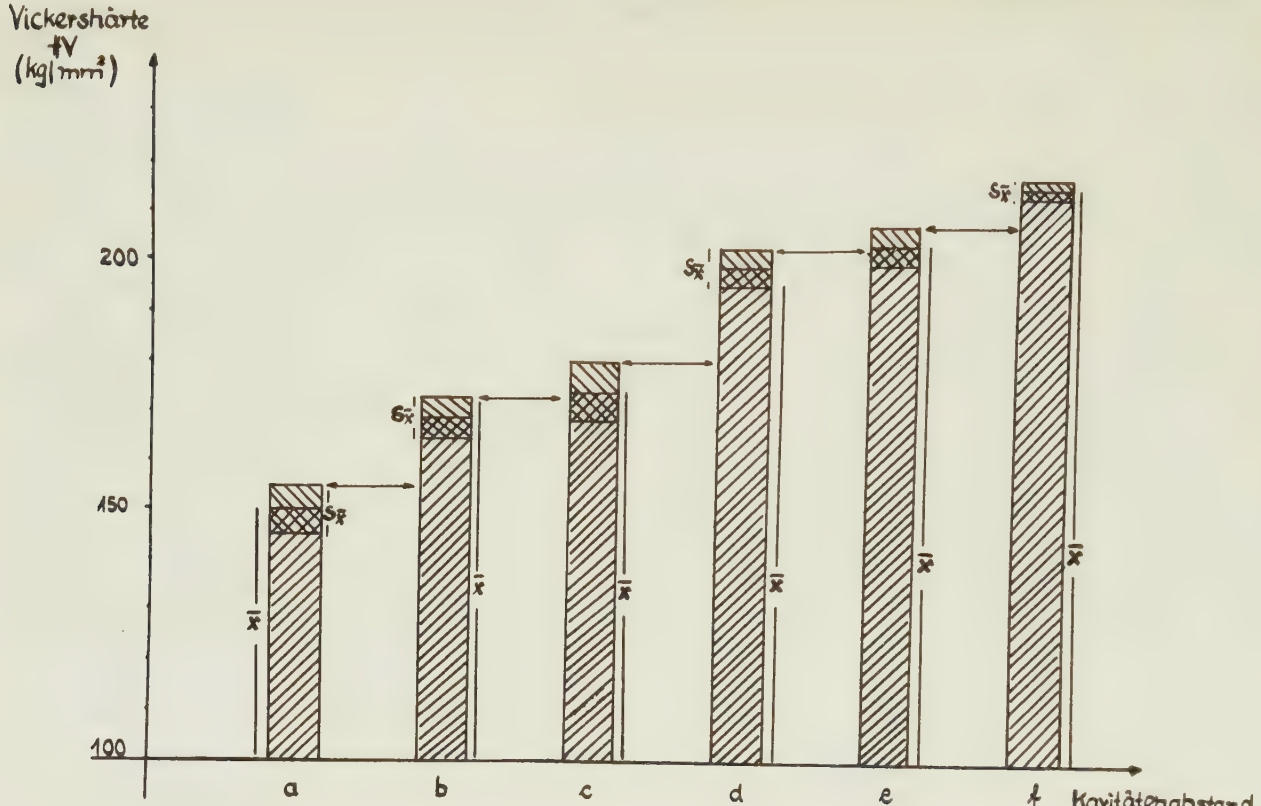


Abb. 2 Airotor - Praeparat VIII cervical

Tabelle 5 : t-Test Airotor-Kavitäten

Untersuchtes Material		a / b		a / c		a / d		a / e		a / f	
		t-Wert	P	t-Wert	P	t-Wert	P	t-Wert	P	t-Wert	P
Präp.Ia	coronal	3,1	< 1	5,85	< 0,1						
Präp.Ib	coronal	0,472	> 5							9,1	< 0,1
Präp. II	coronal	4,16	< 0,1	7,36	< 0,1	8,76	< 0,1	10,64	< 0,1	9,41	< 0,1
	cervical	4,75	< 0,1	10,25	< 0,1	10,96	< 0,1	8,1	< 0,1	15,21	< 0,1
Präp. IIIa	coronal	3,17	< 1	7,46	< 0,1	10,23	< 0,1	11,52	< 0,1	11,99	< 0,1
	cervical	1,99	> 5	7,28	< 0,1	9,48	< 0,1	6,83	< 0,1	16,53	< 0,1
Präp. IIIb	coronal	1,45	> 5	6,09	< 0,1			1,734	> 5	18,1	< 0,1
	cervical	2,2	> 2	5,85	< 0,1	10,45	< 0,1	9,39	< 0,1	11,55	< 0,1
Präp. IV	coronal			6,06	< 0,1	8,7	< 0,1	9,32	< 0,1	8,73	< 0,1
	cervical	3,02	< 1			4,73	< 0,1	6,35	< 0,1	8,52	< 0,1
Präparat V		6,91	< 1								
Präparat VI											
Präparat VII		2,54	> 2	4,13	< 1	4,96	< 0,1	7,81	< 0,1	8,13	< 0,1
Präp. VIII	coronal	3,8	< 0,2	5,45	< 0,1	8,12	< 0,1	5,83	< 0,1	5,76	< 0,1
	cervical	2,93	< 2	2,75	> 1	6,79	< 0,1	4,95	< 0,1	7,5	< 0,1

Tabelle 6 : t-Test Vergleichskavitäten

Untersuchtes Material	a / b		a / c		a / d		a / e		a / f	
	t-Wert	P	t-Wert	P	t-Wert	P	t-Wert	P	t-Wert	P
Präparat 1										
Präp.2 coronal	1,256	>5	3,9	<1					5,44	<0,1
Präp.2 cervical			11,04	<0,1						
Präp.3 coronal	3,49	<1								
Präp.4 coronal									8,22	<0,1
Präp.5 coronal	5,58	<0,1	5,059	<0,1						
Präp.5 cervical	3,24	<1								
Präparat 6			0,617	>5	3,84	<0,2	3,76	<1	6,31	<0,1

Anmerkung: In Fällen zu kleiner Anzahl der Einzelmessungen wurde auf die Ermittlung der t-Werte verzichtet (freie Felder).

Der t-Test zeigt :

1. Airotor-Kavitätenpräparationen:

   Gruppe a/b Von 13 Berechnungen erwiesen sich 10 als signifikant unterschiedlich, bei 3 war $P > 5$.

   Gruppe a/e Von 11 Berechnungen erwies sich lediglich eine als nicht signifikant unterschiedlich.

   Die Gruppen a/c, a/d und a/f erwiesen sich stets als signifikant unterschiedlich.

2. Konventionell präparierte Vergleichskavitäten :

   In den Differenzen a/b und a/c ist von den jeweils 4 Berechnungen je eine nicht signifikant unterschiedlich.

   Die Gruppen a/d, a/e und a/f erwiesen sich bei der Prüfung stets als signifikant unterschiedlich.

Nebenbefunde :

1. Bei unserem Untersuchungsmaterial trat an den Seitenflächen der Diamant-Eindrücke manchmal eine Einsenkung des Materials ein. An den Eindrucksecken waren keine Veränderungen zu bemerken. Wir halten es für denkbar, dass diese Erscheinung durch die Orientierung der jeweils getroffenen Schmelzprismen und deren Kristallite bedingt ist.

2. Die freiliegenden Dentinflächen der Kavität waren stärker zerklüftet als die Schmelzflächen. Dieser Befund bestätigt die Angaben von ONTRUP (14).

IV. Diskussion der Ergebnisse

In den vorliegenden Untersuchungen wurden Härteveränderungen in den kavitätennahen Schmelzbezirken bei allen präparierten Zähnen gefunden, gleich ob sie höchsttourig oder konventionell vorbereitet worden waren.

Diese Ergebnisse werden durch die statistische Berechnung gestützt (Tab. 3–6).

Bei den Airotorkavitätenpräparationen ergaben sich jedoch gegenüber den Vergleichskavitäten (durchschn. bis 350 µ) noch bei 550 µ Abstand vom Kavitätenrand messbare Härteunterschiede, d.h. die Gefügeauflockerung ging hierbei etwa um die Hälfte tiefer als bei den Präparationen mit konventionellen Drehzahlen. Ebenso ist die Härtedifferenz der jeweils normalen Schmelzhärte zu den im Abstand von 50 µ gemessenen bei den Kavitätenrändern nach Airotorpräparation fast doppelt so gross als bei den Vergleichskavitätenrändern.

Vergleichbare Untersuchungen sind bisher noch nicht veröffentlicht worden. Sie bestätigen aber unsere an klinische Beobachtungen geknüpften Überlegungen eindeutig. Praktische Schlussfolgerungen erscheinen besonders wichtig: Nachfinieren, eventuell mit Handinstrumenten (A. MAYER nach pers. Mitt.), um weitere Auflockerungen zu vermeiden.

Als Ursachen für diese Gefügenauflockerungen kommen in erster Linie mechanische Insulte der rotierenden Instrumente in Frage. Auch an die Möglichkeit thermischer Schädigungen muss in diesem Zusammenhang vielleicht gedacht werden (HOFMANN (8)), obwohl während der Präparation eine Kühlvorrichtung verwendet wurde.

Weiterhin wurden nur kariesfreie Zähne untersucht, sodass das Abfallen der Härte des Schmelzes zum Kavitätenrand hin nicht etwa durch Karies verursacht werden konnte. Zur Ausschaltung weiterer Zweifel hatten wir die Kavitätenränder vor den Testversuchen mit Gingivalrandschräger, Finierer und Sandpapierscheibe gebrochen und bearbeitet.

Eine Beeinflussung der kavitätennahen Schmelzbezirke durch das Schleifen der Präparate kann ausgeschaltet werden, da die Kavitäten mit Kunststoff ausgefüllt waren.

Es muss als wesentlicher ursächlicher Faktor deshalb ein Einfluss der Drehzahl angenommen werden. Man kann sich vorstellen, dass das kristalline Gefüge des Schmelzes durch Mikroerschütterungen aufgelockert wird. Die eindeutige Beobachtung der in diesem Sinne tiefergreifenden Wirkung höchsttourig laufender Instrumente spricht besonders für diese Deutung. Nach HELMCKE (7) belastet jeder mechanische Druck, der auf die Schmelzoberfläche ausgeübt wird - selbst wenn er gering ist und makroskopisch punktförmig ansetzt - gleichzeitig einige der Prismen und damit eine unübersehbare grosse Zahl von Kristallen. Jeder dieser Kristalle leitet die einwirkende Kraft an andere weiter, sodass diese schon in den oberen Schmelzschichten sehr stark aufgeteilt wird und auch von Kristallen benachbarter Prismen in die Tiefe weitergeleitet wird. "Mit zunehmender Tiefe wird die Kraft auf eine wachsende Fläche verteilt, wobei der Druck immer mehr abnimmt."

Somit haben wir mit Gingivalrandschräger, Finierer und Sandpapierscheibe die oberflächliche zersplitterte Schmelzschicht entfernt, geblieben waren die Gefügeauflockerungen der kavitätennahen Schmelzbezirke.

Nach ADOLPH (2) hängt der exakte Randschluss gegossener Füllungen von der einwandfreien Abdrucknahme, von der Gusstechnik ohne Volumen- und Formveränderungen und

nicht zuletzt von der Gestaltung der Kavität ab.

"Allgemein geht das Bestreben bei der Präparation von Kavitäten dahin, Wände und Ränder so glatt zu gestalten, dass sich das Füllungsmaterial lückenlos an Schmelz und Dentin anlegen kann" (ONTRUP (14)). Dies ist für die Gussfüllung von besonderer Bedeutung, prinzipiell aber für jedes Füllmaterial gültig.

Zu den Forderungen der einleitend genannten Autoren sind die aus obigen Ergebnissen abzuleitenden Folgerungen hinzuzufügen:

Nach der Kavitätenpräparation, speziell aber nach höchsttourigem Bohren und Schleifen ist es unbedingt erforderlich, die Schmelzränder mit konventionellen Drehzahlen, am besten mit Handwerkzeugen zu glätten. Die zurückbleibenden Gefügeauflockerungen müssen dadurch auf ein Mindestmass reduziert werden, um in den kavitätennahen Schmelzbezirken der Gefahr einer Sekundärkaries zu begegnen.

"Unter den prädisponierenden Faktoren hat man der Struktur des Schmelzes eine wesentliche Bedeutung zuzusprechen." (WALKHOFF-HESS (26)).

Beim Nachschleifen mit konventionellen Drehzahlen (= Gefügeauflockerung weniger tief) und beim Nachfinieren sowie Abschrägen der Kavitätenränder muss äusserste Sorgfalt gefordert werden!

V. Zusammenfassung

Frisch extrahierte kariesfreie Zähne wurden mit einem Kavo-Borden-Airotor präpariert. Vergleichskavitäten wurden mit konventionellen Drehzahlen angelegt.

Durch Mikrohärtemessungen konnten Kenntnisse über die Härte von Schmelz und Dentin, sowie über das Gefüge kavitätennaher Schmelzbezirke gewonnen werden.

Bei den Airotorkavitätenpräparationen konnten Gefügeauflockerungen bis zu einem Kavitätenrandabstand von 550 µ nachgewiesen werden. Die Härtedifferenz betrug in einem Bereich von 50 µ bis 500 µ vom Kavitätenrand durchschnittlich ca. 50 kg/qmm, d.i. 1/5 der normalen Schmelzhärte menschlicher Zähne.

Die Vergleichskavitäten zeigten keine so starken Auflokkerungen; sie waren bis zu einem Abstand von etwa 350 µ zum Kavitätenrand messbar. Die Härtedifferenzen waren mit durchschnittlich ca. 29 kg/qmm ebenfalls deutlich geringer.

Die Unterschiede der gemessenen Werte konnten in den meisten Fällen statistisch gesichert werden.

Diese Untersuchungen zeigen, dass die nahe dem Rande einer Kavität gelegenen Schmelzbezirke nach Präparation mit rotierenden Instrumenten stets aufgelockert und weniger hart sind. Nach höchsttouriger Präparation tritt dieser Effekt besonders deutlich in Erscheinung.

Für die praktische Zahnheilkunde ergibt sich aus diesen bisher noch nicht beschriebenen experimentellen Befunden, dass der Kavitätenrand besonders sorgfältig und schonend finiert werden muss, um aufgelockerte Schmelzbezirke soweit wie möglich zu beseitigen und der Möglichkeit einer

Sekundärkaries auf dem Boden dieses nachweisbar beeinträchtigten Gefüges vorzubeugen.

VI. Schrifttum

1. ADLER,F. Der Einfluss von Vorschubkraft und Drehzahl (5000-160000 U/min) beim Fräsen von Amalgam und Elfenbein mit Hartmetallbohrern (Fräsern). Dtsch. zahnärztl.Zschr.15,71 (1960)

2. ADOLPH,W. Untersuchungen über die Oberflächenbeschaffenheit niederhoch- und höchsttourig bearbeiteter Kavitätenwände. Dtsch.zahnärztl.Zschr.14,949 (1959)

3. BOHLMANN,A. Untersuchungen zur Spanung der Zahnhartsubstanzen mit umlaufenden Werkzeugen in verschiedenen Drehzahlbereichen und bei unterschiedlichen Vorschubkräften. Dtsch.zahnärztl.Zschr.15,87 (1960)

4. EICHNER,K Ergebnisse wissenschaftlicher Untersuchungen zum hoch- und höchsttourigen Bohren und Schleifen. Dtsch.zahnärztl.Zschr.15,195 (1960)

5. FEZER,K.H. und SCHRAY,K. Die Kavitätenwände nach der Präparation mit dem Borden-Airotor. Quintess.,10,1204 (1959)

6. GÄRTNER,D. Vergleichende Untersuchungen zum Bohren und Schleifen mit höchsten Drehzahlen (Borden-Airotor). Dtsch.zahnärztl.Zschr.15,80 (1960)

7. HELMCKE,J.G. Elektronenmikroskopische Untersuchungen an gesunden und kranken Zähnen. Dtsch.zahnärztl.Zschr.10,1471 (1955)

8. HOFMANN,M Die Temperaturentwicklung im Pulpenkavum beim Beschleifen der Zähne. Dtsch.zahnärztl.Zschr.14,472 (1959)

9. KLOS,H. und ROTTKE,R. Experimentelle Untersuchungen zum Temperaturproblem beim höchsttourigen Bohren und Schleifen mit Turbinengeräten. Dtsch.zahnärztl.Zschr.15,1659 (1960)

10. KRELL,F. Härteprüfungen am Schmelz und am Dentin von Goldhamsterzähnen und menschlichen Zähnen. Inaug.Diss.,Berlin 1953

11. LINKE,S. Untersuchungen von Kavitätenrändern, die mit Schleifkörpern

in verschiedenen Drehzahlbereichen bearbeitet wurden.
Dtsch.zahnärztl.Zschr.15,93 (1960)

12. MAEGLIN,B. Rückblick auf die vergangenen 15 Jahre Konservierender Zahnheilkunde in Basel.
Schweiz.Mschr.Zahnhk.71,432 (1961)

13. MOTT,B.W. Die Mikrohärteprüfung.
Stuttgart 1957, Berliner Union

14. ONTRUP,D. Wirkungen rotierender Instrumente auf den Schmelz menschlicher Zähne.
Inaug.Diss.,Berlin 1958

15. ONTRUP,D. Die Oberflächengestalt der Zahnhartsubstanzen nach der Bearbeitung mit umlaufenden Instrumenten.
Dtsch.zahnärztl.Zschr.15,99 (1960)

16. PANTKE,H. Die Wirkung verschiedener Instrumente auf die Kavitätenwände.
Schweiz.Mschr.Zahnhk.66,678 (1956)

17. PEYTON,F.A. und MORTELL,J.F. Surface of tooth cavity walls when shaped with various instruments.
J.Dent.Res.35,509 (1956)

18. REICHERTER,G. Handbuch der Härteprüfungen nach Brinell,Rockwell,Vickers. Esslingen 1958, Union-Druckerei GmbH Stuttgart

19. SEEGER,U. Zur Frage des Mineralverlustes von Zahnhartsubstanzen bei Kalkmangelzuständen (Tierexperimentelle Mikrohärtemessungen). Inaug.Diss.,Tübingen noch unveröffentlicht.

20. STEPHAN,J.F. The enamel margin for fillings. J.Amer.Dent.Assoc.15,203 (1958)

21. STREET,E.V. Effects of various instruments on enamel walls. J.Amer.Dent.Assoc.46,274 (1953)

22. STRÖMGREN,H.L. Die Zahnheilkunde im Neunzehnten Jahrhundert. Ejnar Munksgaard,Kopenhagen 1945

23. STROH,W. Schleifleistung zahnärztlicher Diamanten bei hohen und höchsten Umdrehungen. Dtsch.zahnärztl.Zschr.15,77 (1960)

24. WEBER,E. Grundriss der biologischen Statistik. 2.Aufl. Jena 1956,Gustav Fischer

25. WEDER,M. Über die Veränderungen der Pulpa des menschlichen Zahnes nach

Beschleifen mit hohen Geschwindigkeiten.
Dtsch.zahnärztl.Zschr.15,104 (1960)

26. WALKHOFF-HESS

Lehrbuch der konservierenden Zahnheilkunde.
6. Aufl. Zürich 1959
J.A.Barth-Verlag-Leipzig

Zum Schluss der Arbeit erlaube ich mir Herrn Oberarzt Doz. Dr. Kröncke für die Überlassung des interessanten Themas und für seine Anleitung zu dieser Arbeit zu danken.

L E B E N S L A U F

Ich, Gerhard Friedrich Wilhelm Kimmerle, bin am 19. August 1938 als Sohn des Rechnungsrats Edmund Kimmerle und der Marianne, geb. Kappler, in Stuttgart geboren.

Von 1944 bis 1948 besuchte ich die Grundschule in Jgelsberg/Freudenstadt und in Stuttgart-Kaltental. Im Herbst 1948 trat ich in das Eberhard-Ludwigs-Gymnasium Stuttgart ein und legte dort 1957 die Reifeprüfung ab.

Im Sommersemester 1957 wurde ich zum Studium der Zahnheilkunde an der Eberhard-Karls Universität Tübingen immatrikuliert. Am 31. Oktober 1959 bestand ich die Zahnärztliche Vorprüfung. Das 2. klinische Semester studierte ich an der Christian-Albrechts Universität Kiel.
Im Frühjahr 1962 beabsichtige ich, das Zahnärztliche Staatsexamen abzulegen.